

FLUORESCENT OBSERVING METHOD

Publication number: JP2200237 (A)

Publication date: 1990-08-08

Inventor(s): NAKAMURA KAZUNARI, HIYAMA KEIICHI, TSURUOKA TAKEO, NONAMI MICHIO +

Applicant(s): OLYMPUS OPTICAL CO +

Classification:


- international: **A61B1/00; A61B1/04; A61B5/00; H04N7/18; A61B1/00; A61B1/04; A61B5/00; H04N7/18; (IPC1-7): A61B1/04; A61B5/00; H04N7/18**

- European:

Application number: JP19890020245 19890130

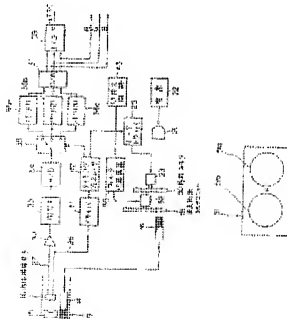
Priority number(s): JP19890020245 19890130

Also published as:

 **JP2987816 (B2)**

Abstract of JP 2200237 (A)

PURPOSE:To observe the time series change of information due to fluorescence by time sequentially irradiating an object to be checked including a fluorescent agent with the rays of light having plural wavelength areas, for which the excitation degree of the fluorescent agent is mutually different, obtaining the picture of this object and obtaining the information due to the fluorescence generated by the fluorescent agent. **CONSTITUTION:**In a video processor, a lamp 21 is provided to emit the light of ultraviolet light - infrared light and a rotary filter 50 is arranged in front of the lamp 21. Then, the light of the normal (R, G and B) wavelength areas is transmitted. A wavelength limitation filter unit 51 is arranged on the path of the irradiating light between the rotary filter and a light guide 14. Then, a filter 51a is provided to transmit only the visible light and a filter 51b is provided to cut the area not to be needed for the observation and the excitation of the fluorescent agent. When a fluorescent object is quietly injected during the normal observation, the fluorescent object absorbs the light coincident with the almost B wavelength area and generates the fluorescence. Accordingly, when the light of the R, G and B areas is time sequentially turned on by the rotary filter, the fluorescence is made weak at the time of R and G lighting in comparison with the N lighting. Then, the concentration distribution of the fluorescent object and the time series change can be observed according to the change of tone.



⑩ 公開特許公報(A) 平2-200237

⑫ Int. Cl.³

A 61 B 5/00
1/04
5/00

識別記号

3 7 0

庁内整理番号

A 7916-4C
7305-4C
G 7916-4C※

⑬ 公開 平成2年(1990)8月8日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全11頁)

⑭ 発明の名称 蛍光観察方法

⑮ 特 願 平1-20245

⑯ 出 願 平1(1989)1月30日

⑰ 発 明 者 中 村 一 成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱ 発 明 者 檜 山 慶 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 鶴 岡 建 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉑ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 明 書

1. 発明の名称

蛍光観察方法

2. 特許請求の範囲

蛍光剤を含有する被検査対象に、互いに蛍光剤の励起の度合が異なる複数の波長領域の光を、時系列的に照射する手順と、

前記照射する手順により光を照射された前記被検査対象の画像を得る手順と、

前記画像を得る手順により得られた画像によって、前記蛍光剤の発する蛍光による情報を得る手順とを備えたことを特徴とする蛍光観察方法。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、蛍光剤を含有する被検査対象に励起光を照射して、この被検査対象の発する蛍光の情報を得る蛍光観察方法に関する。

〔従来の技術〕

近年、体内内に腫瘍の侵入部を侵入することにより、体内内臓器等を観察したり、必要に応じて

器具チャンネル内に挿通した処置器具を用いて各種処置装置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、器具結合素子(CCD)等の固体撮像素子を画像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

ところで、この内視鏡を用いて、人体の内臓等の状態を検査する方法として、例えば特開昭63-122421号公報に示されるように、内臓等の被検査対象に蛍光剤を投与し、これに励起光を照射し、前記蛍光剤から発せられる蛍光による蛍光画像を観察する方法がある。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、従来は、蛍光画像を観察するためには、励起光を発する特別の光源と、蛍光画像を観察するため特別の撮像手段が必要であった。そのため、通常の可視領域の画像と蛍光画像とを得ようとする、前記特開昭63-122421号公報に示されるように、励起光と通常観察用の光とを切り換える必要があり、蛍光剤を静置した後の蛍光の変化等の時系列的な変化を観察するこ

とが困難であった。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、通常観察と共に、蛍光剤の発する蛍光による情報も得ることを可能にして、蛍光による情報の時系列的変化を観察可能にする蛍光観察方法を提供することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の蛍光観察方法は、蛍光剤を含有する被検査対象に、互いに蛍光剤の励起の度合いが異なる複数の波長領域の光を、時系列的に照射する手順と、前記照射する手順により光を照射された前記被検査対象の画像を得る手順と、前記画像を得る手順により得られた画像によって、前記蛍光剤の発する蛍光による情報を得る手順とを備えたものである。

〔作用〕

本発明では、蛍光剤を含有する被検査対象に、互いに蛍光剤の励起の度合いが異なる複数の波長領域の光が、時系列的に照射され、この光によって被検査対象の画像が得られる。被検査対象に時系

的に照射される光は、互いに蛍光剤の励起の度合いが異なるため、光によって蛍光剤の発する蛍光の強度が異なる。そのため、蛍光による情報が、前記画像から、例えば画像の色調の変化によって得られる。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第7図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は帯域制限フィルタユニットを示す説明図、第3図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第4図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第5図は帯域制限フィルタユニットの一方のフィルタの透過波長領域を示す特性図、第6図はフルオレセンの吸収、蛍光特性を示す特性図、第7図は蛍光剤濃度分布の観察及び計測のための処理回路を示すブロック図である。

本実施例の内視鏡装置は、第3図に示すように、電子内視鏡1を備えている。この電子内視鏡1は、

細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の後端に太径の操作部3が連設されている。前記操作部3の後端部からは側方に可撓性のケーブル4が延設され、このケーブル4の先端部にコネクタ5が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵されたビデオプロセッサ6に接続されるようになっている。さらに、前記ビデオプロセッサ6には、モニター7が接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に接続する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3に設けられた湾曲操作ノブ11を回転操作することによって、前記湾曲部10を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた数個のチャンネルに連通する挿入口12が設けられている。

第1図に示すように、電子内視鏡1の挿入部2

内には、照明光を伝達するライトガイド14が挿入されている。このライトガイド14の先端部は、挿入部2の先端部9に配置され、この先端部9から照明光を出射できるようになっている。また、前記ライトガイド14の入射端側は、ユニバーサルコード4内に挿通されてコネクタ5に接続されている。また、前記先端部9には、対物レンズ系15が設けられ、この対物レンズ系15の結像位置に、固体撮像素子16が配置されている。この固体撮像素子16は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長域で感度を有している。前記固体撮像素子16には、信号線26、27が接続され、これら信号線26、27は、前記挿入部2及びユニバーサルコード4内に挿通されて前記コネクタ5に接続されている。

一方、ビデオプロセッサ6内には、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光するランプ21が設けられている。このランプ21としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボラ

ンプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を大量に発光する。このランプ21は、電源部22によって電力が供給されるようになっている。前記ランプ21の前方には、モータ23によって回転駆動される回転フィルタ50が配設されている。この回転フィルタ50には、通常観察用の赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタが、周方向に沿って配列されている。この回転フィルタ50の各フィルタの透過特性を第4図に示す。

また、前記モータ23は、モータドライバ25によって回転が制御されて駆動されるようになっている。

また、前記回転フィルタ50とライトガイド14入射端との間の照明光路上には、波長制限フィルタユニット51が配設されている。第2図に示すように、この波長制限フィルタユニット51は、第5図に示すように可視光領域のみを透過するフィルタ51aと、ランプ21の発光する光を全て透過させる、または観察及び蛍光用の励起に必要

のない領域をカットするフィルタ(または孔でも良い。)51bとを有している。この波長制限フィルタユニット51は、フィルタ切換装置55によって回転が制御されるモータ52によって回転されるようになっている。また、前記フィルタ切換装置55は、切換え回路43からの制御信号によって制御されるようになっている。そして、前記切換え回路43によって、観察波長を選択することにより、前記波長制限フィルタユニット51の各フィルタ51a、51bのうち、前記切換え回路43で選択した観察波長に対応するフィルタが照明光路上に介装されるようにモータ52が回転され、前記波長制限フィルタユニット51の位置が変更されるようになっている。

前記回転フィルタ50を透過し、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分離された光は、更に、前記波長制限フィルタユニット51の選択されたフィルタを透過し、前記ライトガイド14の入射端に入射され、このライトガイド14を介して先端部9に導かれ、この先端部9から出射され

て、観察部位を照明するようになっている。

この照明光による観察部位からの戻り光は、対物レンズ系15によって、固体图像素16上に結像され、光電変換されるようになっている。この固体图像素16には、前記信号線126を介して、前記ビデオプロセッサ6内のドライバ回路31からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって読み出し、転送が行われるようになっている。この固体图像素16から読み出された映像信号は、前記信号線27を介して、前記ビデオプロセッサ6内または電子内視鏡1内に設けられたアンプ32に入力されるようになっている。このアンプ32で増幅された映像信号は、プロセス回路33に入力され、A補正及びホワイトバランス等の信号処理を施され、A/Dコンバータ34によって、デジタル信号に変換されるようになっている。このデジタルの映像信号は、セレクト回路35によって、例えば赤(R)、緑(G)、青(B)の各色に対応する3つのメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)

36cに選択的に記憶されるようになっている。前記メモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cは、同時に読み出され、D/Aコンバータ37によって、アナログ信号に変換され、R、G、B色信号として出力されると共に、エンコーダ38に入力され、このエンコーダ38からNTSCコンポジット信号として出力されるようになっている。

そして、前記R、G、B色信号または、NTSCコンポジット信号が、カラーモニタ7に入力され、このカラーモニタ7によって、観察部位がカラー表示されるようになっている。

また、前記ビデオプロセッサ6内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ42が設けられ、このタイミングジェネレータ42によって、モータドライバ25、ドライバ回路31、セレクト回路35等の各回路間の同期が取られている。

本実施例では、波長制限フィルタユニット51のフィルタ51aによって、第5図に示すように

波長が制限された場合、回転フィルタ50にて照明用のランプ21の発光波長が順次制限され、第4図に示すように、R、G、Bの各波長の光に色分離され、この光が、生体粘膜面等に時系列的に照射される。そして、この光によって、通常の可視光域のカラー画像が得られる。

ところで、生体粘膜を透過したカラー画像にて観察中に、第6図に示すような吸収、蛍光特性を有するフルオレッセンという蛍光物質を静注すると、時間の変化に伴い、血液中のフルオレッセン濃度が変化する。この変化は、血液の変化及び血液成分に依存する。

ここで、前記フルオレッセンは、第6図に示すように、略Bの波長領域に一致する吸収特性を有し、この光を吸収して蛍光を発する。従って、回転フィルタ50によって時系列的にR、G、Bの各波長領域の光が照明された場合、R、Gの照明時には、Bによる照明時に比べ、蛍光が強くなる。すなわち、B照明時に粘膜中のフルオレッセンの濃度が真いと、この粘膜は蛍光を発するが、信号

処理時にはBのタイミングの時に蛍光を発するため、その蛍光の波長に関係なくB画像の変化として処理が行われる。すなわち、蛍光によってカラー画像中のB成分が増加する。従って、色調の変化によって、フルオレッセンの濃度分布、及びその時系列的変化を観察することができる。

尚、本実施例では、蛍光を観察する際に、必ずしも、波長制限フィルタユニット51をフィルタ51b側に切り換える必要はない。また、必ずしも、波長制限フィルタユニット51は、必要ではない。

このように、フルオレッセン静注後粘膜の時系列的変化、特にB画像と他のG、B画像の時系列的変化を、観察または計測することにより、生体粘膜面の血行動態を把握することによって、病変の観察能が向上し、診断能が向上する。

また、蛍光剤濃度分布の観察及び計測は、第7図に示すような信号処理回路によって可能である。

この信号処理回路60は、3入力1出力の3つのセクタ61a、61b、61cを有し、各セ

クタの各入力には、各波長に対応する画像信号が、それぞれ印加されるようになっている。また、前記各セクタは、互いに異なる波長に対応する画像信号を選択して出力するようになっている。前記各セクタの出力は、それぞれ、逆アンプ回路62a、62b、62cに入力され、前記ビデオプロセッサ6で既にアンプが行われていることから、これを元に戻すために逆アンプが行われる。前記逆アンプ回路の出力は、それぞれ、レベル調整回路63a、63b、63cに入力される。このレベル調整回路は、レベル調整制御信号発生回路64からのレベル調整制御信号によってレベルが調整され、3つのレベル調整回路63によって、全体のレベル調整が行われる。更に、対数増とすることにより蛍光剤濃度と反射特性が略直線関係となることから、前記レベル調整回路の出力は、それぞれ、logアンプ65a、65b、65cによって、対数変換される。

3つのlogアンプのうちの2つのlogアンプ65a、65bの出力は、差動アンプ66aに

入力され、2つの波長に対応する画像信号の差が演算されるようになっている。また、同様に、2つのlogアンプ65b、65cの出力は、差動アンプ66bに入力され、他の組み合わせの2つの波長に対応する画像信号の差が演算されるようになっている。

前記差動アンプ66a、66bの出力は、除算器67に入力され、所定の演算が行われるようになっている。この除算器67の出力及び差動アンプ66bの出力は、2入力のセクタ68によって一方が選択されて出力されるようになっている。

ここで、フルオレッセンを静注したときの画像は、R画像に比較した場合のB画像の変化がフルオレッセンの濃度の変化となる。また、蛍光は血液量によっても変化するので、時系列的にフルオレッセンの濃度の変化を測定するためには、その血液量について正規化する必要があるため、G画像及びR画像にて血液量を導出し、この血液量によって正規化する。すなわち、セクタ61aにB画像を、セクタ61bにR画像を、セクタ

61cにG画像を、それぞれ選択させ、差動アンブ66aに至る回路によってB、R画像から蛍光増感度を算出し、差動アンブ66bに至る回路によってR、G画像から血液量濃度を算出し、除算器67で、血液量濃度にてB画像の変化を正規化することにより、血液量に依存しない蛍光増感度分布の時系列的変化を観察及び計測可能となる。

尚、前記セレクト68の出力信号は、計測に使用する場合には、そのまま取り出され、一方、表示させる場合には、A補正回路69によって、再度A補正を行い、モニタに出力される。

尚、第7図に示す信号処理回路60は、計算をハード的に行うものであるが、ソフト的に(つまり、マイコンで)処理を行うようにしても良い。

このように、本実施例によれば、蛍光剤を含有する被検査対象に、互いに蛍光剤の励起の波長領域の光R、G、Bを、時系列的に照射することによって、面順次式によって被検査対象の通常のカラ画像が得られると共に、R、G、Bの各光に

透過するフィルタが紫外光領域のR'も透過する特性を有するものとする。

その他の構成は、第1実施例と同様である。

本実施例では、波長制御フィルタユニット51のフィルタ51aによって、第5図に示すように波長を制御すると、通常のR、G、Bの面順次光が照射され、通常のカラ画像を観察することができる。

一方、波長制御フィルタユニット51をフィルタ51b側に切換えると、被写体には、R'を含むR及びG、Bの光が順次照射される。ここで、蛍光剤として前記アドレマイシンを静注すると、R'を含むR光照射時に蛍光を発するので、蛍光剤の変化はR画像の変化として観察及び計測される。

尚、紫外光領域のR'も透過するフィルタは、R透過フィルタに服らず、他のGまたはB透過フィルタであっても良い。

その他の作用及び効果は、第1実施例と同様である。

よって蛍光剤の発する蛍光の強度が異なるため、蛍光による情報と画像の色調の変化によって得ることができる。

従って、蛍光による情報の時系列的変化、例えば、蛍光剤静注後の粘膜炎における蛍光剤の分布状態の時局的変化を観察、測定することが可能となる。

また、本実施例によれば、蛍光剤の発する蛍光が可視光域になっても、蛍光による情報を、画像の色調の変化として観察することができる。

第8図及び第9図は本発明の第2実施例に係り、第8図はアドレマイシンの吸収、蛍光特性を示す特性図、第9図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図である。

本実施例は、蛍光剤として第8図に示すような吸収、蛍光特性を有するアドレマイシンを用いる場合に適したものである。

前記アドレマイシンを用いた場合、吸収波長のピークが紫外光領域となるため、回転フィルタ50の特性として、第9図に示すように、Rを透

尚、他の蛍光剤として、第10図に示すような吸収、蛍光特性を有するヘマトポルフィリン誘導体を用いても良い。この場合は、ヘマトポルフィリン誘導体が、日光でも紫外光でも励起されるので、回転フィルタ50の構成は、第4図に示すものでも良いし、第9図に示すものでも良い。

第11図及び第12図は本発明の第3実施例に係り、第11図はフェオフォーバイド8の吸収、蛍光特性を示す特性図、第12図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図である。

本実施例は、蛍光剤として第11図に示すような吸収、蛍光特性を有するフェオフォーバイド8を用いる場合に適したものである。

前記フェオフォーバイド8は、第11図に示すように、紫外光でも赤外光でも励起して蛍光を発することが知られている。このことは、例えば、1986年1月発行の「日本レーザー医学会誌」第6巻、第3月号中の「Nd:YAGレーザ光照射によるフェオフォーバイド8の光学効果」に記載されている。尚、図では、実際に吸収特性を示し、

2本の鏡筒で、532nmで励起した場合と、赤外光としてNd:YAGレーザ光(1.06 μ m)で励起した場合の蛍光強度を示している。条件は、フェオフォーバイドaの濃度が 1×10^{-4} mol \cdot l $^{-1}$ 、溶媒がPBS、解像度が2nmである。

本実施例では、前記フェオフォーバイドaを紫外光でも赤外光でも励起できるように、回転フィルタ50の特性として、第12図に示すように、Rを透過するフィルタが赤外光領域のR \sim も透過し、Bを透過するフィルタが紫外光も透過する特性を有するものとしている。

本実施例では、第2実施例と同様に、波長制限フィルタユニット51のフィルタ51aによって波長を制限すると、通常のR、G、Bの画順次光による通常のカラー画像を観察することができる。

一方、波長制限フィルタユニット51をフィルタ51b側に切換えると、被写体には、赤外光R \sim を含むR、G、及び紫外光を含むBの光が順次照射される。

ここで、フェオフォーバイドaを紫外光で励起

した場合、蛍光剤の変化はR画像の変化して観察及び計測されると共に、励起光(赤外光)が生体粘膜の深部まで浸透するため、粘膜の深部情報を得ることが可能となる。

一方、Bフィルタにより励起した場合は、蛍光剤の変化がB画像の変化して観察及び計測されると共に、粘膜の表面の情報が得られる。

従って、励起を行う回転フィルタ50の各フィルタの透過光によって得られる時系列的画像の変化を観察及び計測することにより、蛍光剤の変化を深さ方向に分離することが可能となる。

また、Bによる色調の変化とRによる色調の変化の違いを顕微することにより、粘膜表面での変化と深部での変化を比較することが可能となる。

その他の構成、作用及び効果は、第1実施例と同様である。

第13図は本発明の第4実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例は、第1実施例のエンコード38の後に、フリーズ信号の入力により、画像をフリー

ズ(静止)するメモリ回路71を設けたものであり、その他の構成は、第1実施例と同様である。

本実施例では、時系列データを観察及び測定しているときに、画像のフリーズを行う必要がある場合は、指示しない指示手段により、前記メモリ回路71に対してフリーズ信号を与える。これにより、画像がフリーズされ、メモリ回路71の出力が入力される観察用のモニタについては、フリーズ画像が表示される。一方、計測または記録用のファイルには、D/Aコンバータ37からのRGB信号が入力されるため、フリーズ時においても、時系列的に変化する画像を記録可能となる。

尚、フリーズ用メモリとして、NTSC信号ではなく、R、G、B各信号用のメモリを設けても良い。

また、モニタを親子画面表示として、変化前の画像データを表示することで、一画面内において変化前後を比較できるようにしても良い。

第14図は本発明の第5実施例に係り、計測データの変化量に応じてフリーズ信号を発生する回

路を示すブロック図である。

本実施例は、計測データの変化量に応じてフリーズ信号を発生して、一定の変化を示したデータを記録可能としたものである。

本実施例では、第7図に示す回路のセレクトa8から出力される計測用のデータが分岐されて、第14図に示す回路に入力される。この回路は、前記計測用のデータが入力されるサンプルホールド回路101と、前記サンプルホールド回路101の出力と現在の計測用のデータのレベル差を検出するレベル差検出回路102と、前記レベル差検出回路102の出力の絶対値を検出する絶対値検出回路103と、前記絶対値検出回路103の出力とリファレンスレベルを比較する比較器104と、前記比較器104の出力に応じてフリーズ信号を発生するフリーズ信号発生回路105とを備えている。

この回路では、蛍光剤による生体の観察像の色調変化を計測したデータを、サンプルホールド回路101にて一時的にホールドする。レベル差検

出回路102は、現在のデータと、前記サンプルホールド回路101にてホールドされたデータの変化量を検出する。そして、絶対値検出回路103にて、前記レベル差検出回路102にて検出されたデータの変化量の絶対値が求められ、比較器104にて、前記変化量の絶対値と予め設定されたリファレンスレベルとが比較される。そして、データの変化量が大きいときには、前記比較器104の出力が入力されるフリーズ信号発生回路105にて、フリーズ信号を発生すると共に、サンプルホールド回路101のデータをフリーズ信号を発生した時点のデータに変更する。

このように本実施例によれば、蛍光剤による生体の観察像の色調変化が指定のレベル以上となった場合に、記録装置等に、フリーズ信号やリリース信号を与えることができる。

従って、時系列データを一定間隔にて記録することなく、一定の変化を示したデータを記録可能となり、記録媒体の節約が可能となる。

本実施例は、第1ないし第4実施例のいずれに

も適用でき、その他の構成、作用及び効果は、第1ないし第4実施例と同様である。

尚、本発明は、上記各実施例に限定されず、例えば、蛍光剤は実施例に示したものの以外にも種々のものを使用可能であり、蛍光剤の吸収、蛍光特性に応じて回転フィルタの各フィルタの透過特性を変更することで対応可能である。

また、本発明は、挿入部の先端部に固体撮像素子を有する光子内視鏡に限らず、ファイバスコプ等内視鏡観察が可能な内視鏡の接眼部に、あるいは、前記接眼部と交換して、テレビカメラを接続して使用する内視鏡装置にも適用することができる。

[発明の効果]

以上説明したように本発明によれば、蛍光剤を含有する被検査対象に、互いに蛍光剤の励起の波長が異なる複数の波長領域の光を、時系列的に照射し、この被検査対象の画像を得て、この画像によって、蛍光剤の発する蛍光による情報を得るようにしたので、通常観察と共に、蛍光剤の発する

蛍光による情報も得ることが可能になり、蛍光による情報の時系列的変化が観察可能になるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第7図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は帯域制限フィルタユニットを示す説明図、第3図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第4図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第5図は帯域制限フィルタユニットの一方のフィルタの透過波長領域を示す特性図、第6図はフルオレシエンの吸収、蛍光特性を示す特性図、第7図は蛍光剤濃度分布の観察及び計測のための処理回路を示すブロック図、第8図及び第9図は本発明の第2実施例に係り、第8図はアドレマイシンの吸収、蛍光特性を示す特性図、第9図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第10図は蛍光剤の他の例としてのヘマトポルフィリン誘導体の吸収、蛍光特性を示す特性図、第11図及び第12図は本発明の第

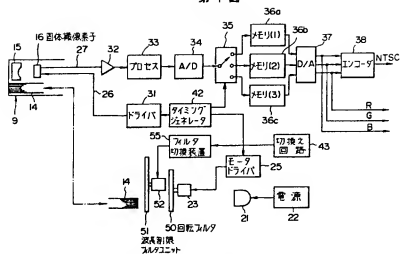
3実施例に係り、第11図はフェオフォーバインドの吸収、蛍光特性を示す特性図、第12図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第13図は本発明の第4実施例における内視鏡装置の構成を示すブロック図、第14図は本発明の第5実施例に係り、計測データの変化量に応じてフリーズ信号を発生する回路を示すブロック図である。

- | | |
|-----------------|------------|
| 1…光子内視鏡 | 8…ビデオプロセッサ |
| 7…モニタ | 15…対物レンズ系 |
| 16…固体撮像素子 | 21…ランプ |
| 50…回転フィルタ | |
| 51…波長制限フィルタユニット | |

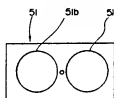
代理人 弁理士 伊 藤 浩



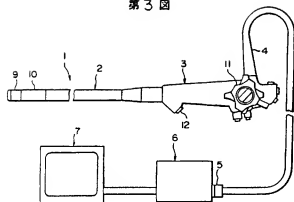
第1図



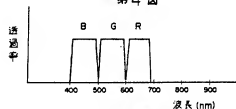
第2図



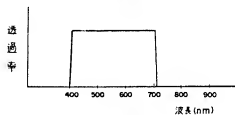
第3図



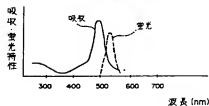
第4図



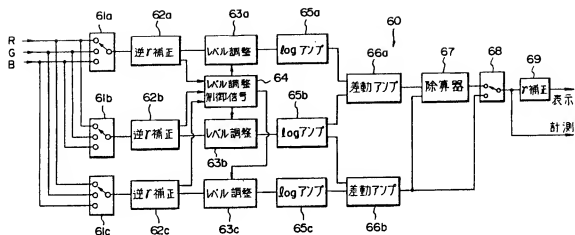
第5図



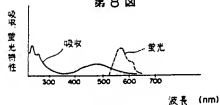
第6図



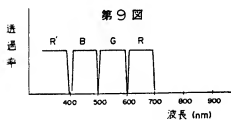
第7図



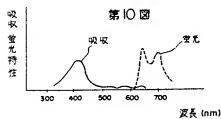
第8図



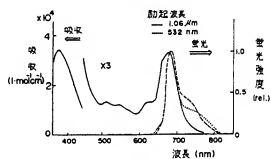
第9図



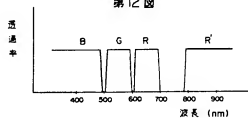
第10図



第11図



第12図



第1頁の続き

©Int. Cl.⁶

H 04 N 7/18

識別記号

庁内整理番号

B 7033-5C

⑥発 明 者 野 波 徹 結 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンバス光学工業株式会社内

手書特許出願 (自発)

平成元年 12月2日

特許庁長官 吉 田 文 毅 殿

1. 事件の表示 平成1年特許願第20245号

2. 発明の名称 望遠観察方法

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
名 称 (037) オリンバス光学工業株式会社
代表者 下 山 敏 郎

4. 代 理 人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎ (371) 3561
氏 名 (7623) 井野土 伊 藤 達



5. 補正命令の日付 (自 発)

6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

7. 補正の内容 別紙の通り

方 式 ①

審 査



1. 明細書中第2ページの第8行目の「…内蔵…」を「…内蔵…」に訂正します。

2. 明細書中第2ページの第8行目の「…内蔵…」を「…内蔵…」に訂正します。